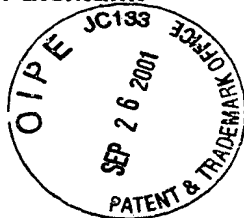




Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office eur péen
des brevets



Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

01104553.1

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

I.L.C. HATTEN-HECKMAN

DEN HAAG, DEN
THE HAGUE,
LA HAYE, LE

28/06/01



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

Blatt 2 der Bescheinigung
Sheet 2 of the certificate
Page 2 de l'attestation

Anmeldung Nr.:
Application no.: 01104553.1
Demande n°:

Anmeldetag:
Date of filing: 05/03/01
Date de dépôt:

Anmelder:
Applicant(s):
Demandeur(s):
BrainLAB AG
85551 Kirchheim/Heimstetten
GERMANY

Bezeichnung der Erfindung:
Title of the invention:
Titre de l'invention:

Verfahren und Vorrichtung für die Radiotherapie und Radiotherapiesystem bzw. - gerät

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s) revendiquée(s)

Staat:
State:
Pays:

Tag:
Date:
Date:

Aktenzeichen:
File no.
Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation:
International Patent classification:
Classification internationale des brevets:

/

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten:
Contracting states designated at date of filing: AT/BE/CH/CY/DE/DK/ES/FI/FR/GB/GR/IE/IT/LI/LU/MC/NL/PT/SE/TR
Etats contractants désignés lors du dépôt:

Bemerkungen:
Remarks:
Remarques:

EPO - Munich
69

05. März 2001

Verfahren und Vorrichtungen für die Radiotherapie und Radiotherapie-system bzw. -gerät

Hintergrund:

Bei Radiotherapie mit inverser Planung werden einem Computersystem Vorgaben gemacht bezüglich der Dosisverteilung im Zielgebiet und auf zu schützenden Organen. Auf diese Weise soll das System einen Dosisplan generieren, der eine bestmögliche Behandlung gewährleistet. Da die Therapie des Patienten im extrakraniellen Bereich aus medizinischen Gründen fraktioniert wird, ist nicht gewährleistet, dass die Position der inneren Organe und des Zielgebiets im Patienten mit den Positionen übereinstimmt die bei der ersten Untersuchung des Patienten festgestellt wurden. Die Dosisverteilung entspricht aus diesem Grund meist nicht der gewünschten Dosisverteilung.

Die Übereinstimmung der Positionen des Plans mit den Positionen während der Bestrahlung ist sehr gut, wenn der Patient zwischen dem Zeitpunkt zu dem er einem bildgebenden Verfahren unterzogen wird und dem Zeitpunkt der Bestrahlung nicht umgelagert wird. Auch wenn der Patient vor jeder Bestrahlung neu gescannt wird, ergeben sich jedoch neue Positionen für die Organe und das Zielvolumen, sodass ein früherer Behandlungsplan nicht ungeändert übernommen werden kann.

Soll für jede Bestrahlungsfraction ein neuer Behandlungsplan erstellt werden, so ist der damit verbundene Aufwand jedoch für den klinischen Einsatz problematisch. Dies liegt daran, dass mit dem inversen Erstellen eines Bestrahlungsplans ein hoher Arbeitsaufwand hochqualifizierter Personen verbunden ist. Ein Bestrahlungsplan soll möglichst dazu führen, dass das Zielvolumen vollständig mit der gewünschten Dosis bestrahlt wird, die Dosis der zu schonenden Organe jedoch niedrig bleibt. Vor allem bei Zielgebieten die relativ nahe an den kritischen Organen liegen ist der errechnete Plan deswegen immer ein Kompromiss zwischen der Dosisverteilung des Zielvolumens und der gefährdeten Organe. Das Ergebnis einer inversen Dosisplanrechnung wird anhand der Dosis-Volumen-Histogramme beurteilt. Diese Histogramme zeigen an, welcher prozentuale Anteil des Volumens eines Zielgebiets oder Organs welche Dosis aufnimmt. Wie gut der resultierende Kompromiss sein kann hängt im Wesentlichen von der relativen Position des Zielvolumens zu den zu schützenden Organen ab. Ob der invers errechnete Plan eher die kritischen Organe schützt oder das Zielvolumen mit einer nahezu optimalen Dosis bestrahlt hängt im wesentlichen von den Vorgaben ab, die dem Planungsprogramm gemacht werden.

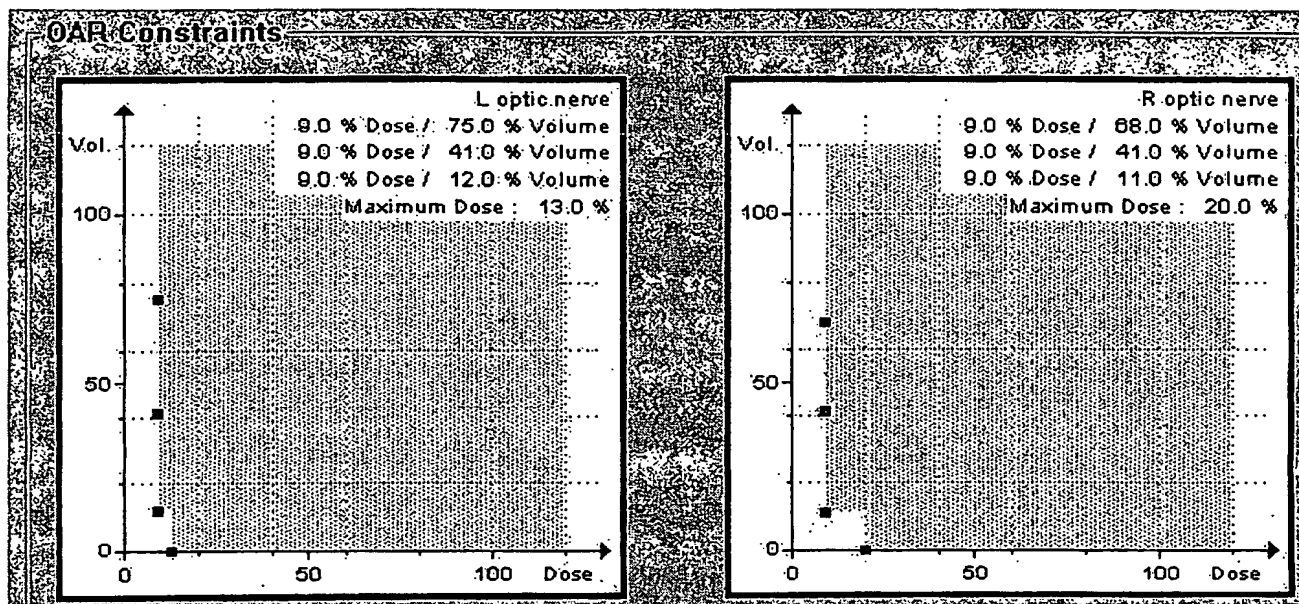


Abbildung 1: Ausführungsvariante für Bereichseinschränkungen bei den Dosis-Volumen-Histogrammen für den linken und rechten Sehnerv. Die Kurve des fertigen Plans muß links unterhalb der eingesetzten Quadrate verlaufen um die Einschränkung zu erfüllen.

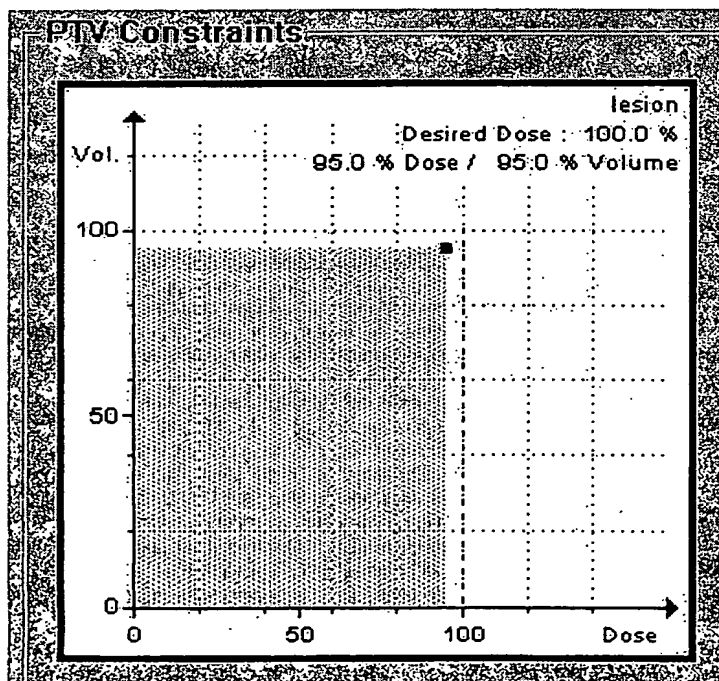


Abbildung 2: Ausführungsvariante für Bereichseinschränkungen bei den Dosis-Volumen-Histogrammen für das Zielvolumen. Die Kurve des fertigen Plans muß rechts oberhalb des eingesetzten Quadrates verlaufen um die Einschränkung zu erfüllen.

Diese Vorgaben, die vorzugsweise als Bereichseinschränkungen für die Dosis-Volumen-Histogramme realisiert werden, sind für die Qualität des resultierenden Plans wesentlich und stark von der relativen Position und Größe von Zielvolumen und zu schützenden Organen abhängig. Dementsprechend ist zum Erstellen dieser Vorgaben ein hoher Arbeitsaufwand nötig. Zudem ist es keineswegs sicher, dass von der Planungssoftware auch wirklich alle Vorgaben eingehalten werden können. Typischerweise wird in diesem Fall ein wie auch immer gearteter Kompromiss vorgeschlagen. Deshalb ist es nicht ungewöhnlich, dass die Vorgaben iterativ dem Ergebnis des Plans angepasst werden müssen, und danach ein neuer Plan errechnet werden muss. Der nächste, ebenfalls arbeitsintensive Schritt ist die Abnahme (Genehmigung) des Plans, vorzugsweise durch einen Arzt. Ein Plan wird nur dann genehmigt, wenn der Arzt der Meinung ist, dass der gefundene Kompromiss zweckmäßig ist und eine zu einer möglichst optimalen Behandlung des Patienten führen sollte. Der Arzt wird dabei vorzugsweise die Dosis-Volumen-Histogramme betrachten, da diese den besten Überblick über den gefundenen Kompromiss liefern.

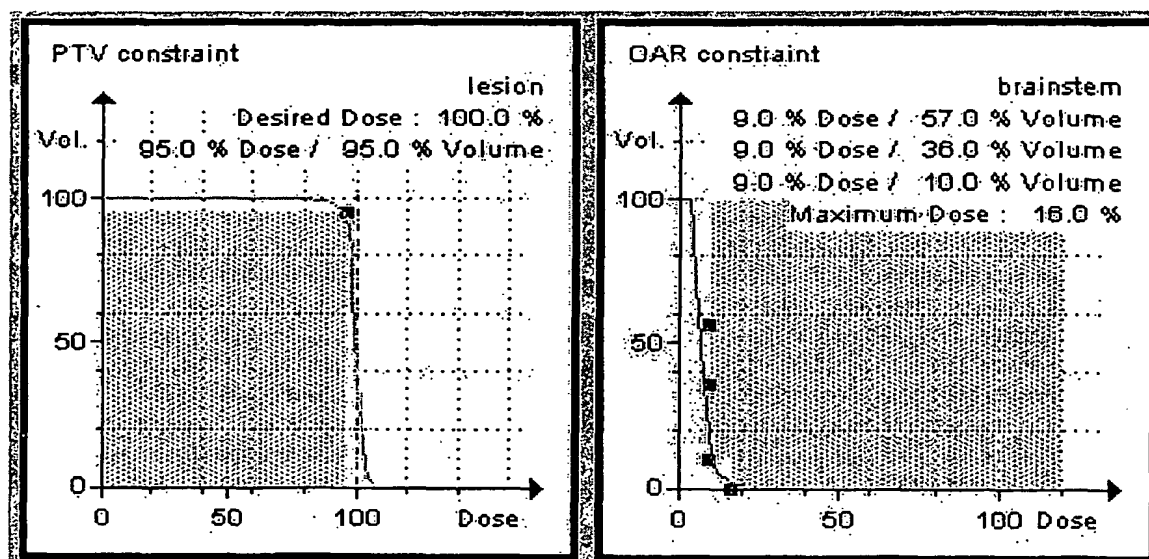


Abbildung 3: Dosis-Volumen-Histogramme eines invers errechneten Plans. Sowohl für das Zielvolumen (links) als auch für den Hirnstamm (rechts) erfüllt der Verlauf der Kurve die Vorgaben (Rechtecke).

Ein zweiter Punkt ist, dass, falls vor der Behandlung ein „frischerer“ Datensatz des Patienten aufgenommen wird, zum Errechnen eines neuen Plans auch jeweils das Zielvolumen und die gefährdeten Organe neu eingezeichnet werden müssen, da sich das Innere des Patienten zwischen den verschiedenen Behandlungsterminen verschieben kann. Diese Vorgehensweise zieht jedoch folgende Probleme mit sich:

Der Zeit und Kostenaufwand bei der Aufnahmen eines Datensatzes ist relativ groß, da nicht nur das eigentliche Zielvolumen erfasst werden muss, sondern auch ein benachbartes Volumen, die Kenntnis dessen Strahlungsdurchlässigkeit für die Dosisplanung notwendig ist. Zum Teil ist es auch notwendig ein größeres Volumen zu erfassen, um die Lage von Markierungen, die später zum Positionieren des Patienten genutzt werden, zu kennen.

Wird zur Aufnahme des neuen Datensatzes ein Computertomograph oder ein anderes röntgenbasiertes Verfahren angewandt so ist der Patient einer Strahlungsbelastung ausgesetzt, die in etwa proportional zum erfassten Volumen ist.

Die Erfindung

Die Erfindung liefert zum einen ein Verfahren welches es ermöglicht mit geringem Zeit- und Arbeitsaufwand das Neuberechnen eines inversen Plans zu implementieren. Dabei wird die Dosisverteilung eines älteren, für OK befundenen (konventionell oder invers erstellten) Bestrahlungsplanes als Vorgabewert für die erneute Berechnung verwendet. Dadurch werden zwei Dinge erreicht:

- A) Der inverse Plan kann mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit unter Einhaltung aller Vorgabewerte auch wirklich berechnet werden.
- B) Die medizinisch für sinnvoll erachtete und vom Arzt oder Physiker freigegebene Dosisverteilung wird (nahezu) reproduziert.

~~Die Grundidee ist das Nutzen der Information die durch die vorhergehende Berechnung des auf konventionelle Weise erstellten Plans gewonnen wurde.~~

Zum anderen liefert das erfundene Verfahren die Möglichkeit unter Umständen auch noch die Kenntnis der ungefähren Form des Zielvolumens und der Organe zu nutzen, um den Zeitaufwand der durch das einzeichnen der Konturen entsteht zu reduzieren.

Der dritte Vorteil des hier dargestellten Verfahrens ist die Verringerung des mit der Aufnahme eines neuen Datensatzes verbundenen Zeit- und Kostenaufwand, sowie der Strahlungsbelastung des Patienten.

Neuberechnen des inversen Plans

Anstatt wie oben beschrieben neue Parameter für die Volumen-Dosis-Histogramme durch einen Mediziner oder Physiker erstellen zu lassen, die unter Umständen nicht erfüllt werden können oder zu keinem befriedigenden Resultat führen, werden die Parameter des letzten zufriedenstellenden Plans übernommen, eventuell mit einer gewissen Erleichterung der Vorgaben, sodass der Erfolg der inversen Erstellung des Plans nahezu garantiert ist.

Wurde der neue Plan berechnet, so kann anhand der Volumen-Dosis-Histogramme festgestellt werden wie stark sich der neue Plan vom alten Plan unterscheidet. Sind die Abweichungen zwischen dem neuen und dem bereits genehmigten Plan innerhalb eines zuvor definierten Toleranzbereiches, so kann eine erneute Evaluierung und Genehmigung des Plans durch einen Arzt oder Physiker entfallen. Dies führt demnach zu einer deutlichen Reduzierung des benötigten Arbeitsaufwandes.

Durch das entwickelte Verfahren kann deswegen die notwendige Zeit, darunter vor allem die notwendige Arbeitszeit hochqualifizierter Personen, die zum Errechnen eines neuen Dosisplans notwendig ist, wesentlich reduziert werden, sodass diese Vorgehensweise für den klinischen Einsatz besser geeignet ist.

Ein bevorzugtes Ziel dieser Vorgehensweise ist das Ermöglichen des täglichen Erstellen eines neuen Datensatzes in einem Zeitraum der kurz genug ist um den Patienten während dieser Zeit auf einer Behandlungsliege immobilisiert und fixiert lassen zu können.

Übertragen der Form und Position von Zielvolumina und Organen aus einem älteren Datensatz in einen neueren Datensatz

Die Daten des frischen Datensatzes werden auf die Daten des ursprünglichen Datensatzes, der zum Erstellen des ersten Plans benutzt wurde gefused (überlagert). Dies kann durch einige käufliche Therapieplanungsprogramme (z.B. BrainSCAN™ der Firma BrainLAB AG, Heimstetten) realisiert werden. Als Referenz dienen dabei in beiden Datensätzen jeweils die sichtbare Knochenstruktur. Ist dies geschehen, so können die Konturen des Zielvolumens und der Organe in den neuen Plan übernommen werden. Eventuelle Verschiebungen der Objekte, die im neuen Datensatz sichtbar sind, können manuell oder automatisiert auf die entsprechenden Objekte übertragen werden. Da die Verschiebungen relativ zur knöchernen Referenz meist gering sind geschieht diese Repositionierung der Objekte vorzugsweise durch eine automatische, dreidimensionale Fusion der eingezeichneten Objekte auf die Gradienten der neuen Daten.

Vorzugsweise basiert diese Fusion auf einer elastischen Verformung der Objekte oder des neuen Datensatzes. Ein wesentlicher Vorteil solch einer Fusion verglichen mit einer Fusion der Rohdaten ist, dass die von einem Mediziner eingezeichneten Konturen z.T. auf anatomischen Kenntnissen beruhen, und dadurch mehr Informationen enthalten als die aufgezeichneten Daten an sich.

Falls diese Methode bei einigen Fällen versagt ist ein manuelles Verschieben der Objekte möglich.

Ein weiterer Vorteil dieser manuellen oder (teil-)automatischen Fusion ist, dass die Zuordnung zwischen den Bereichseinschränkungen der verschiedenen Dosis-Volumen-Histogramme und den entsprechenden Organen oder Zielvolumen erhalten bleibt. Dies spart Zeit und vermindert zudem das Risiko einer falschen Zuordnung durch menschliches Versagen.

Optimierte Aufnahme von frischen Planungsdaten des Patienten

Um Zeit, Kosten und die Strahlungsbelastung des Patienten zu minimieren wird bei dem hier dargestellten Verfahren möglichst nur das Gebiet des Patienten erfasst, in dem sich der Tumor und die gefährdeten Organe befinden. Dies kann durch eine gezielte Positionierung des Patienten relativ zu bildgebenden Gerät und eine genaue Abstimmung der aufgenommenen Schichten oder Volumensektion realisiert werden. Die zur Dosisplanberechnung fehlende Information über die Strahlungsabsorptionskoeffizienten (Hounsfield Werte) des umliegenden Körpergebiets wird anschließend durch eine vorzugsweise automatische Fusion der Daten eines früheren Planungsdatensatzes mit dem neuen Datensatz ergänzt. Dies bedeutet, dass die leeren Gebiete um den neuen Datensatz mit entsprechenden Daten des alten Datensatzes ergänzt werden.

Um den Patienten für die Behandlung richtig positionieren zu können ohne deswegen ein großes Volumen im Datensatz erfassen zu müssen, wird das bildgebende System vorzugsweise mit einem System kombiniert, welches externe Markierungen auf dem Patien-

ten erfassen kann (z.B. ExacTrac™ der Firma BrainLAB AG, Heimstetten). Die externen Markierungen können dadurch auch außerhalb des Aufnahmebereichs des bildgebenden Systems erfasst werden. Dabei ist es notwendig, dass das System welches die externen Markierungen erfasst relativ zum bildgebenden System kalibriert ist, sodass die Position der Marker relativ zu den aufgenommenen Schichten oder dem Aufgenommenen Volumen referenziert werden kann. Dadurch dass der Abstand zwischen den Markierungen wesentlich größer sein kann als der Abstand zwischen Markierungen innerhalb des reduzierten Aufnahmebereichs des bildgebenden Systems, kann der Patient anschließend mittels eines gleichartigen Systems zum Erfassen der externen Markierungen am Behandlungssystem mit hoher Genauigkeit positioniert werden.

Probleme beim klinischen Einsatz der dem Stand der Technik entsprechenden Geräte und Verfahren:

In der heutigen klinischen Anwendung werden die Patienten im CT oder in einem Durchleuchtungsbild „kartografiert“, d.h. ein Zielvolumen wird eingezeichnet und gegenüber einem Patientenkoordinatensystem lokalisiert (z.B. Hautmarkierungen, ExacTrac™...). Problematisch ist hierbei, dass die Markierungen die genutzt werden sich mit der Haut des Patienten relativ zu dessen innerer Anatomie verschieben können. Insbesondere das Verrutschen der Haut der Patienten auf der darunterliegenden Fettschicht limitiert die Genauigkeit des so bestimmten Patientenkoordinatensystems. Zu diesem Verrutschen der Haut kommt es jedes mal, wenn sich der Patient auf eine Behandlungs- liege legt nachdem er von einer Liege eines Planungsgerätes aufgestanden ist.

Ein weiteres Problem ist, dass in vielen Körperregionen die Position der angesprochenen Zielvolumina von der Luftmenge beeinflusst wird, die der Patient während der Aufnahme des CTs in seinen Lungen hat. Die während der Planung festgestellte Position des Zielvolumens gilt also nur für genau eine Lungenfüllung.

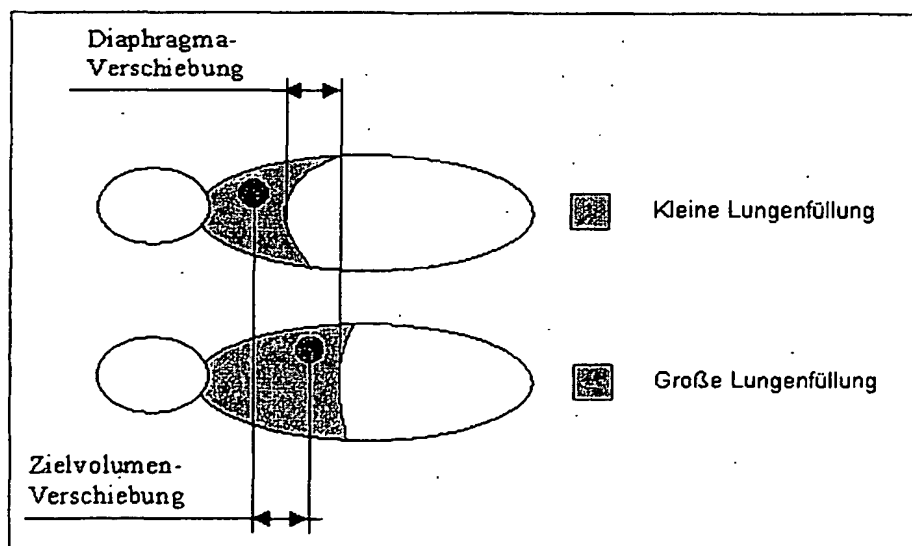


Abbildung 4: Verschiebung des Zielvolumens bei Variieren der Lungenfüllung

Die Lungenfüllung beim frei atmenden Patienten:

Die Lungenfüllung des Patienten ist die Größe, welche die Position des Zielvolumens im Körper des Patienten beeinflusst. Verfolgt man die Lungenfüllung des Patienten über die Zeit, so stellt man fest, dass diese sich mit jedem Atemzug verändert (dies sind die etwa 0.5 Liter Luft, die der Patient ein und ausatmet). Verfolgt man die Lungenfüllung jedoch über längere Zeit, so stellt man fest, dass sich das Maximum, das Minimum und die Mittellage der Atmung über die Zeit hin ebenfalls verändern.

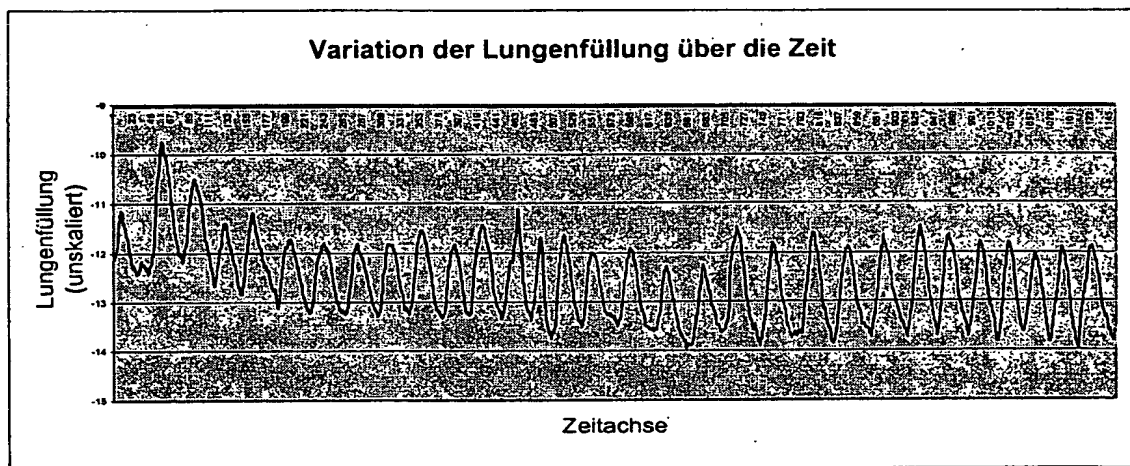


Abbildung 5: Variation der Lungenfüllung über die Zeit

Es ist demnach für einen beliebig gewählten Zeitpunkt (bzw. kurzen Zeitraum) in der Zukunft nicht vorherzusagen wo sich das Maximum, das Minimum und die Mittellage der Lungenfüllung eines Patienten befinden werden.

Übertragbarkeit des 3D-Planungsdatensatzes auf den Zustand des Patienten zum Zeitpunkt der Bestrahlung

Wurde der Planungsdatensatz des Patienten zum Beispiel bei angehaltener Atmung aufgenommen (im Normalfall ist dies das Planungs-CT), so stellt dieser Datensatz den Patienten und die Position des Zielvolumens bei einer bestimmten Lungenfüllung dar. Um diese Daten auf den Zustand des Patienten zum Zeitpunkt der Bestrahlung übertragen zu können müssten die Lungenfüllungen zu beiden Zeitpunkten genau übereinstimmen. Kann der Patient während der Bestrahlung frei atmen, so ist dies zu höchstens zwei Zeitpunkten pro Atemzug der Fall.

Bisherige Lösungsansätze

Es ist bereits bekannt, dass die Atmung eines Patienten durch das Beobachten der äußeren Kontur des Brustkorbes und des Bauchs verfolgt werden kann. Werden auf der Haut des Patienten Markierungen angebracht, so können diese mit der Position von inneren

Zielvolumina (z.B. Organe oder Teilbereiche von Organen) korreliert werden. Wird jedoch der Patient nach dem Durchführen der bildgebenden Untersuchung (vorzugsweise CT) umgelagert (der Patient muss typischerweise aufstehen, in den Bestrahlungsraum gehen und sich dort auf eine andere Liege legen), so verrutschen die Hautschichten des Patienten, und damit auch die darauf angebrachten Markierungen erneut. Daraus resultiert zum einen eine ungenaue Position des Patientenkoordinatensystems, als auch eine Verfälschung einer eventuell zuvor ermittelten Korrelation zwischen der atemabhängigen Position des Zielvolumens und den externen Markierungen. Aus diesem Grund ein existierender Lösungsansatz die Korrelation direkt auf dem Tisch der Bestrahlungseinheit vorzunehmen. Dies ist unvorteilhaft, da die nutzbaren bildgebenden Verfahren entweder von minderwertiger Qualität (zum Beispiel „Portal Imaging“) verglichen mit konventionell genutzten Geräten sind, oder aber eine hohe Investition erfordern, für ein Gerät welches nicht für Diagnose und Planung genutzt werden kann, solange die Bestrahlungseinheit in Betrieb ist.

Ein weiterer Problempunkt ist, dass stereotaktische Radiochirurgie die Möglichkeit ein bestimmtes Zielgebiet im Körper des Patienten aus einer bestimmten Richtung bestrahlen zu können voraussetzt. Durch die begrenzte Steifigkeit der Tische von Linearbeschleunigern und ähnlichen Radiochirurgie- und Radiotherapiesystemen kommt es jedoch oft dazu, dass das zu bestrahlende Körperteil oder der gesamte Patient nach der Fixierung auf dem Behandlungsgerät eine geringe Winkelverdrehung erfährt die entsprechend korrigiert werden muss.

Stand der Technik sind Systeme, bei denen der Kopf des Patienten innerhalb eines bestimmten Winkelbereichs um die Quer und Längsachse gedreht werden kann. Diese Verstellmechanismen (C) werden auf der Behandlungsliege des Therapiegerätes (B) befestigt und nehmen den Kopf des Patienten mittels eines Masken- oder Schraubingsystems (D) auf. Um die nötige Steifigkeit zu erreichen sind diese Verstellmechanismen schwer und relativ groß. Um die Kräfte und Momente aus ihrem Eigengewicht und dem Gewicht des Patientenkopfes aufnehmen und auf die Behandlungsliege übertragen zu können ist es dabei notwendig relativ solide und schwere Aufnahmeverrichtungen am Patiententisch vorzusehen. Diese Aufnahmeverrichtungen sind jedoch insofern problematisch, als sie nicht so strahlungsdurchlässig sein können wie eine einfache, durchgehende (Karbon-) Liege. Ein zusätzliches Problem ist die Größe der Vorrichtungen, die das Kollisionsrisiko zwischen der Liege und den bewegten Teilen des Bestrahlungsgerätes deutlich erhöht.

PRIOR ART:

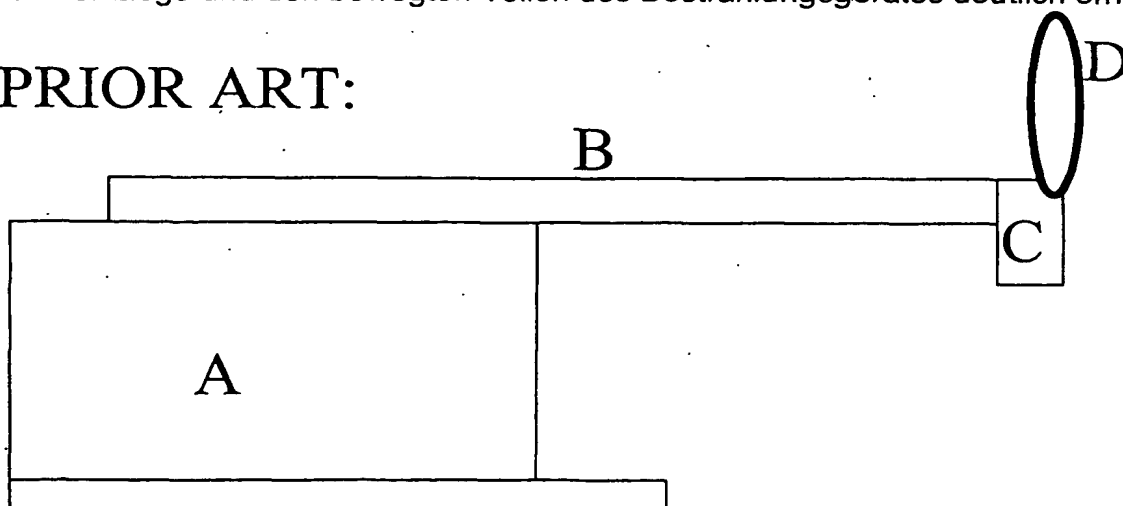


Abbildung 6: Konventionelles Bestrahlungsgerät mit Winkelverstellung für den Kopfhalter

Ein zusätzliches Problem bei den heutigen Lösungen ist, dass die Winkelverstellung für extrakranielle Bestrahlungen nicht genutzt werden kann. Dieser Mangel ist durch die in letzter Zeit erzielten Fortschritte auf dem Gebiet der extrakraniellen Radiotherapie jedoch kaum noch akzeptabel.

Die Erfindung

Das hier dargestellte System, sowie das neuartige Verfahren zu dessen Anwendung löst die zuvor genannten Probleme.

Das System besteht aus mindestens einer der folgenden Komponenten (Abbildung 4):

- einem konventionellen Bestrahlungssystem inklusive eines Patiententisches mit 4 Freiheitsgraden (1)
- einem konventionellen Planungssystem für die Radiotherapie (vorzugsweise CT) inklusive eines Patiententisches mit 3 Freiheitsgraden (2)
- einer selbsttragenden, gut strahlungsdurchlässigen Patientenliege (3)
- einem Verstellmechanismus, der es erlaubt die Patientenliege um mindestens zwei zusätzliche Achsen zu drehen (4)
- einer Transportvorrichtung zum Transportieren der Liege und des darauf liegenden Patienten
- Zwei Einklinkmechanismen zum Einhängen der Patientenliege an den Tisch des Bestrahlungssystems und den Tisch des bildgebenden Systems (6, 7)
- Einer Fixiervorrichtung zum Immobilisieren des Patienten auf der Liege (nicht gezeichnet)

10

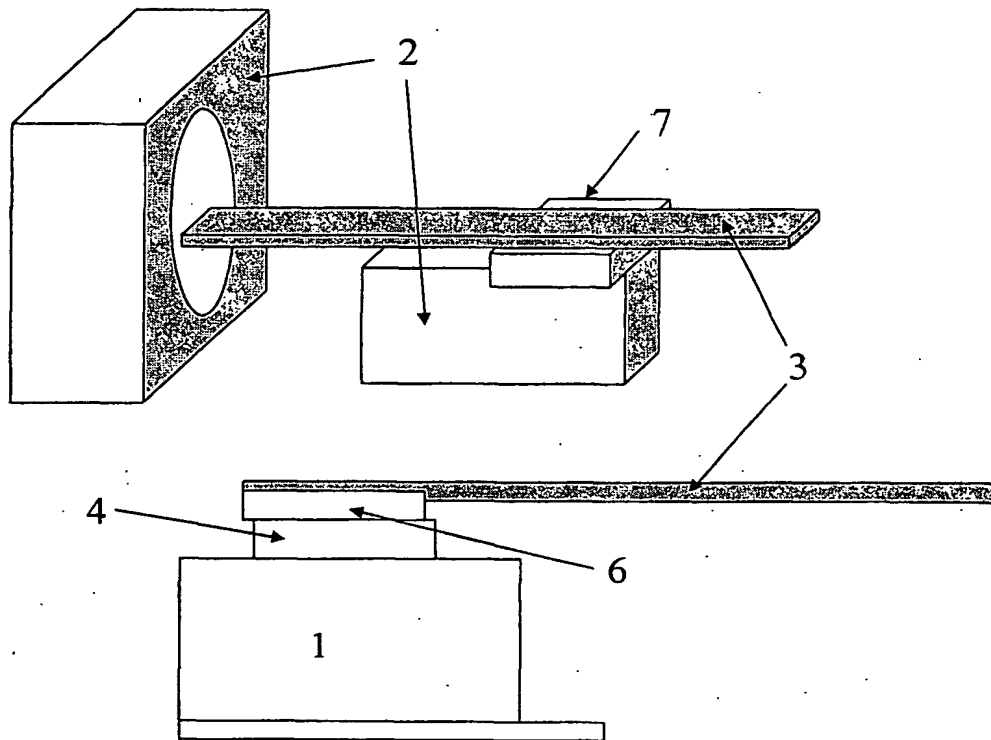


Abbildung 7: Die Bestandteile des erfundenen Gerätes

Anstatt der bisher üblichen Verbindungsstruktur Tisch-Liege-Verstellmechanismus wird die Verbindungsstruktur Tisch-Verstellmechanismus-Liege implementiert. Durch diesen Mechanismus lässt sich demnach die Winkelkorrektur auch für Behandlungen außerhalb des Kopfbereiches nutzen. Der zweite Vorteil dieser Vorgehensweise ist, dass die Liege auf der der Patient liegt auch im Halsbereich durchgehend aus gut strahlungsdurchlässigem Karbonmaterial gestaltet werden kann; Verstärkungen, Auflager- und Verschraubungspunkte auf der Patientenliege entfallen vollständig.

Da das hier dargestellte System vor allem dazu gedacht ist bereits existierende Bestrahlungs-Systeme aufzurüsten ist es besonders wichtig, dass der Verstellmechanismus in einen stark eingeschränkten Bauraum integriert werden kann. Diese Anforderung ist jedoch mit konventionellen Systemen mit zwei Drehachsen nicht realisierbar. Das erfundene System nutzt deshalb eine spezielle Aufhängung, eine bevorzugte Ausführung derer im Folgenden beschrieben ist (Abbildung 5):

11

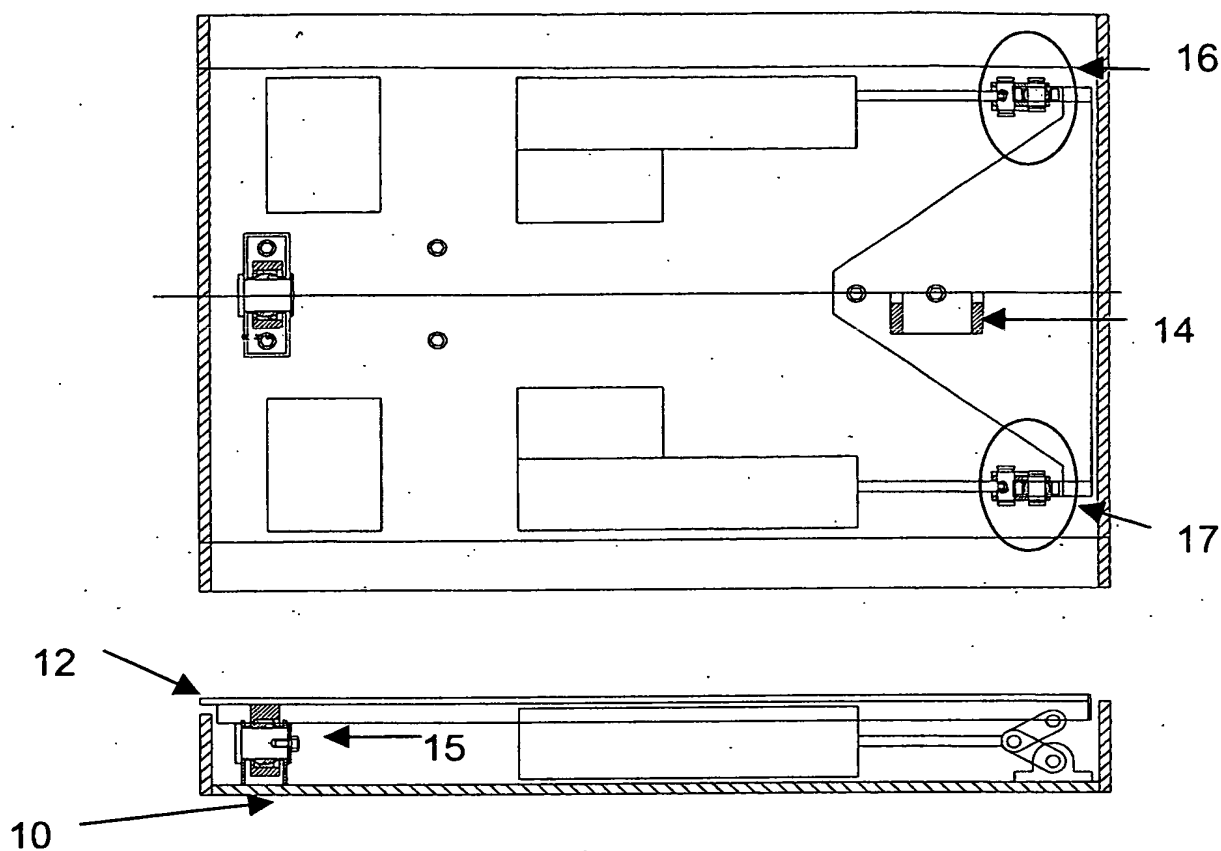


Abbildung 8: Aufsicht und Seitenansicht auf eine Mögliche Ausführungsform des Verstellmechanismus

Die Verbindung zwischen der Grundplatte (10) auf dem Tisch des Behandlungsgerätes und der Deckplatte (12) auf der die (Karbon-)Liege befestigt wird, ist über eine Dreipunktlagerung die durch ein zusätzliches Seitenführungsgelenk (14) ergänzt wird realisiert. Das hintere Lager (15) (etwa auf Höhe der Füße des Patienten) ist ein Kugel-Gelenk-Lager mit drei rotatorischen und keinem translatorischen Freiheitsgrad. Alternativ kann dieses Lager auch als Kardangelenke ausgeführt werden.

12

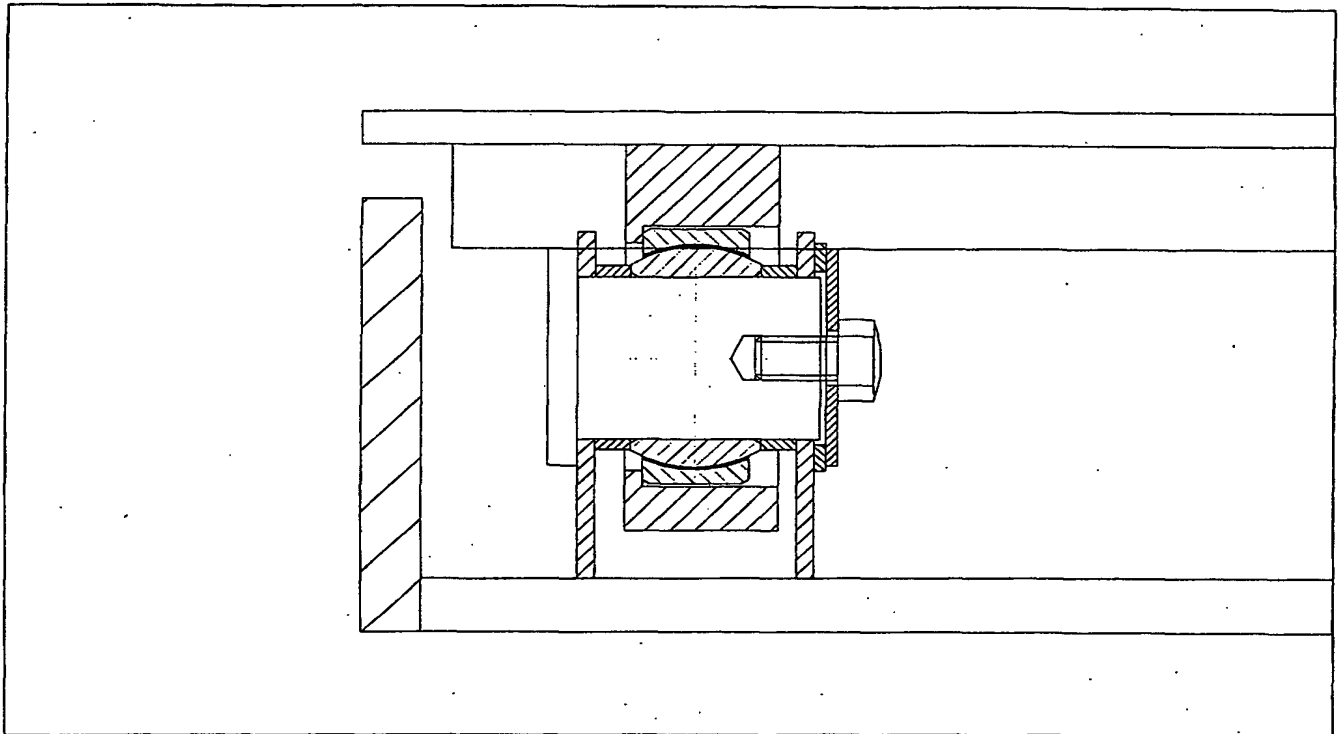


Abbildung 9: Seitenansicht einer möglichen Ausführung des hinteren Gelenkes

Die vorderen zwei Auflager (16, 17) bestehen aus Kniehebeln, die an der Grund- und Deckplatte jeweils mit Kugelgelenken (18, 19, 20, 21) fixiert sind. Diese Anordnung ist noch statisch unterbestimmt.

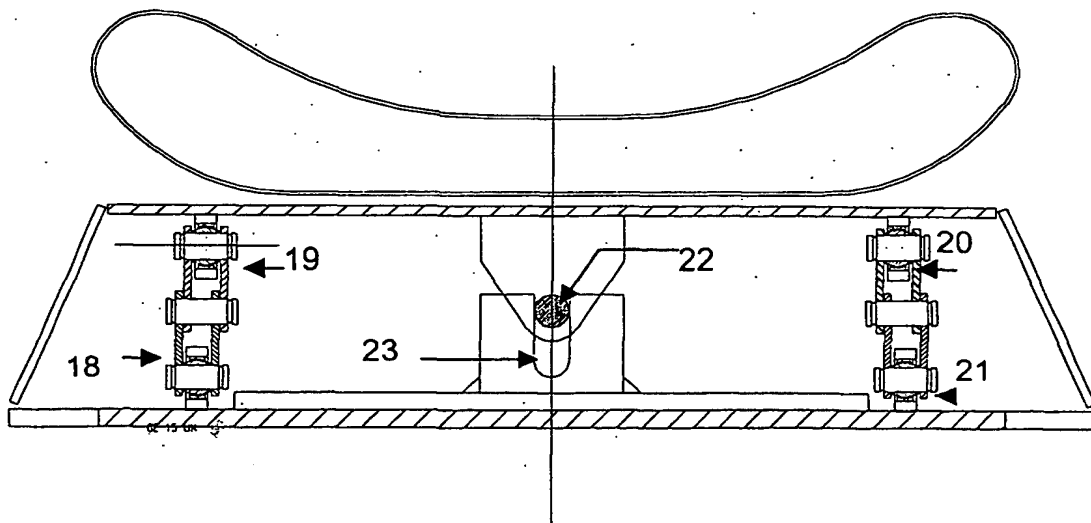


Abbildung 10: Frontalansicht einer Ausführungsvariante mit zwei Kniehebeln und einem zusätzlichen Führungsgelenk

Alternativ kann das Kugelgelenk auch durch einen dritten Kniehebel mit einseitigem Kugelgelenk und einem einfachen Drehlager auf der anderen Seite dieses Kniehebels ausgeführt werden.

Das seitliche Führungsgelenk befindet sich in der Nähe der Mittelgeraden zwischen beiden Kniehebeln, und weist zwei rotatorische und zwei translatorische Freiheitsgrade auf. Bevorzugte Ausführung dieses Gelenks ist eine Welle (22) die in einem Spalt (23) geführt wird. Alternativ kann dieses Gelenk auch entfallen, wenn an der anderen Seite des Mechanismus ein Lager mit nur zwei rotatorischen Freiheitsgraden gewählt wird.

Die zwei Kniehebel können über Elektrozyylinder (ein Spindel-Mutter-System), hydraulische Zylinder oder pneumatische Zylinder angesteuert werden.

Werden die beiden Kniehebel in die gleiche Richtung gespreizt, so lässt sich die Liege um eine Achse quer zum Patienten drehen, werden die Kniehebel in unterschiedliche Richtungen gespreizt, so lässt sich ein Drehen um eine Achse die in etwa parallel zur Längsachse des Patienten ist realisieren.

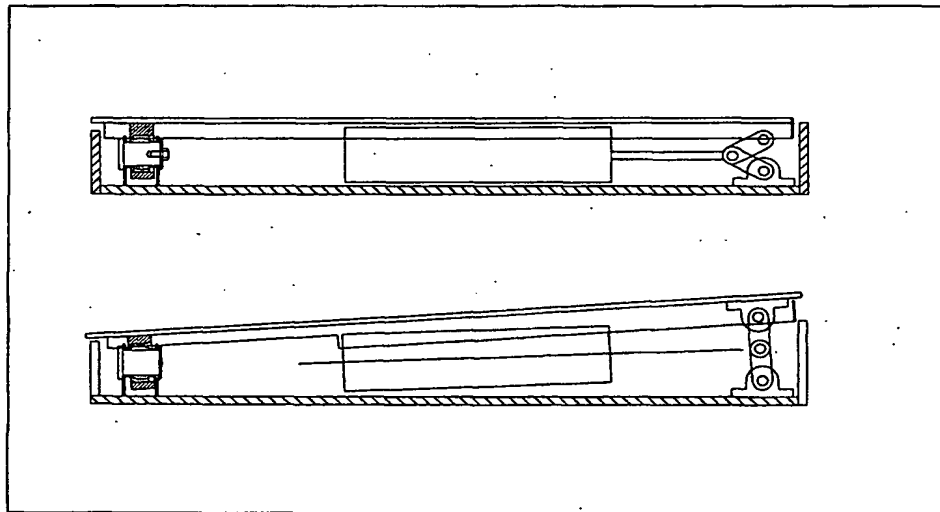


Abbildung 11: Seitenansicht bei zwei verschiedenen Winkeln der Kniehebel

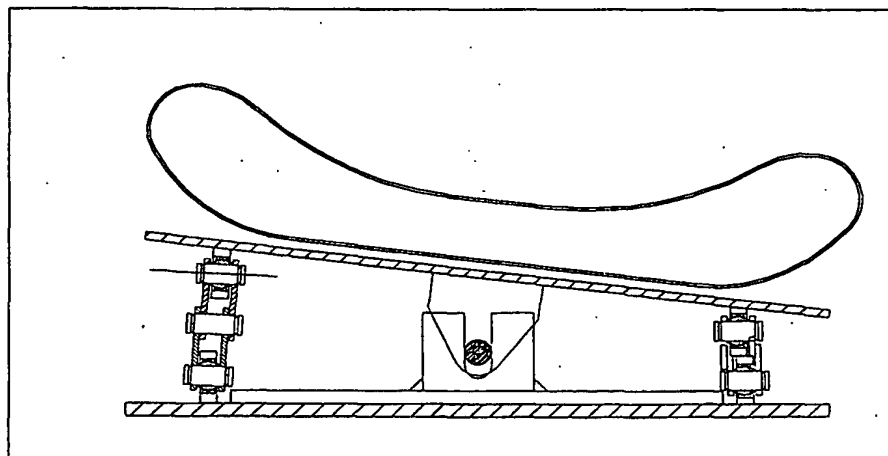


Abbildung 12: Frontalansicht bei gegenläufigem Verstellen zweier Kniehebel

Um ein Drehen um die Hauptachsen (Achse durch das hintere Kugelgelenk, senkrecht zur Symmetrieebene des Patienten, und Achse parallel zur Symmetrieebene des Patienten) zu realisieren, ist es notwendig die effektive Höhe der Kniehebel mit gleicher beziehungsweise gegenläufiger Geschwindigkeit zu verändern. Da die Kniehebel eine vom Einknickwinkel abhängige Weg- und Kraftübersetzung aufweisen, ist es dazu nötig die Kniehebel mit Geschwindigkeiten unterschiedlichen Betrags, die in Abhängigkeit vom Knickwinkel beider Kniehebel errechnet werden, anzusteuern. Ist dies realisiert, so ist es möglich die Liege um die Längsachse zu drehen, ohne dass dadurch der Winkel um die Querachse oder die Höhe der Liege verändert wird.

Alternative Ausführungsform

Bei einer alternativen Ausführungsform des Mechanismus befindet sich anstelle des Kugelgelenklagers ein dritter Kniehebel, der ebenfalls über Kugelgelenklager an der Grund- und Deckplatte befestigt wird. Mit Hilfe dieses dritten Hebels ist es zusätzlich möglich den Patienten um eine virtuelle Querachse zu drehen, deren Lage durch das Verhältnis der effektiven Geschwindigkeiten des einzelnen Kniehebels bezogen auf die effektive Geschwindigkeit der beiden Kniehebel auf der anderen Seite eingestellt werden kann. Auf diese Weise ist es möglich den auf der Liege liegenden Patienten um einen bestimmten Punkt zu drehen, vorzugsweise um den Punkt der behandelt werden soll (Im Falle eines Linearbeschleunigers ist dies das Isozentrum).

Die Patientenliege und Fixierung des Patienten

Durch den zuvor beschriebenen Verstellmechanismus ist es möglich eine Liege einzusetzen die keine Aufnahmepunkte für spezielle Winkelverstellmechanismen für den Kopf des Patienten enthält. Die für das System entworfene Liege zeichnet sich vor allem dadurch aus, dass sie sowohl für das Therapiegerät als auch für das bildgebende (Diagnose-)Gerät genutzt wird. Eine Voraussetzung dafür ist, dass die Liege frei von Bauteilen, Formen und Materialien ist, die im bildgebenden System zu störenden Abbildungen oder Artefakten führen. Dies wird vorzugsweise durch eine selbsttragende Karbonliege gewährleistet. Der Bereich in dem die Liege nicht strahlungsdurchlässig zu sein braucht enthält Verstärkungen, vorzugsweise einen Metallrahmen, die gewährleisten, dass die durch das Gewicht des Patienten entstehenden Kräfte und Momente auf den Verstellmechanismus oder direkt auf die Liege übertragen werden können.

15

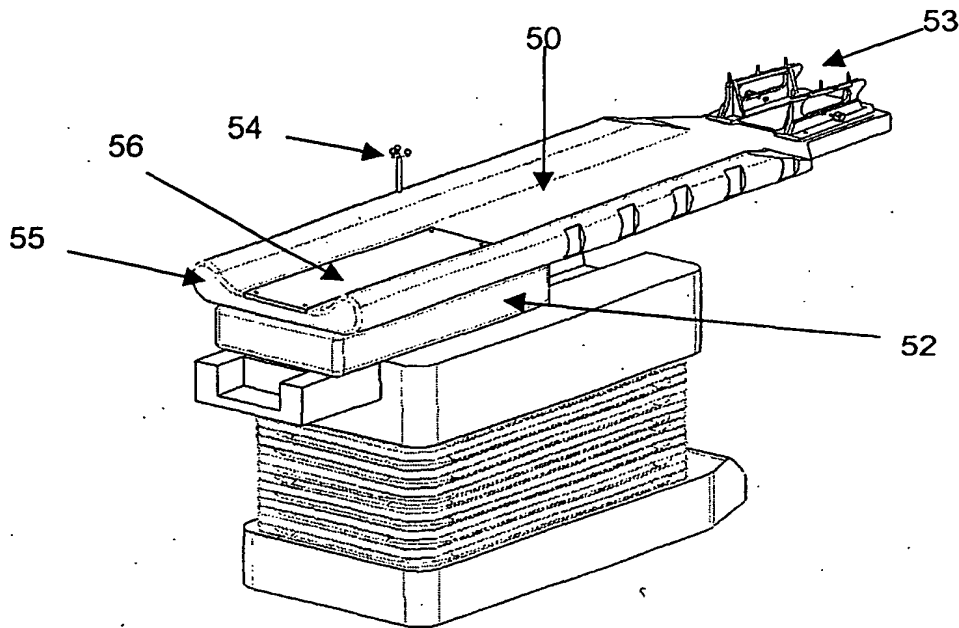


Abbildung 13: Ausführungsvariante einer selbsttragenden Carbonliege auf der Couch eines konventionellen Linearbeschleunigers

Abbildung 13 zeigt eine mögliche Ausführungsform der Patientenliege (50) auf dem Verstellmechanismus (52). Der Kopfhalter (53) kann nicht verdreht werden und kann deswegen aus sehr dünnem und dadurch strahlungsdurchlässigem Karbon realisiert werden. Zu sehen sind ferner eine Endplatte aus Metall die dazu dienen kann die Liege an dem Verstellmechanismus zu befestigen, oder auch dazu genutzt werden kann Fußhalter oder ähnliche Zusatzgeräte mit der Liege zu verbinden. Auf dem Stern (54) sind IR-reflektierende Marker angebracht, die als Referenzmarkierungen für auf dem Patienten befindliche Marker genutzt werden können. Der in die Liege integrierte Rahmen (56) ist wesentlich kürzer als die eigentliche Liege wodurch er nicht in Bereiche ragt, die strahlungsdurchlässig sein sollen.

Damit die Position des Patienten auf der Liege während der Behandlung noch die gleiche ist wie die während der Aufnahme des Planungsdatensatzes darf sich der Patient zwischen diesen Zeitpunkten nicht bewegen. Die Liege wird deshalb vorzugsweise mit einem Patientenfixierungssystem kombiniert. Dazu sind unter anderen geeignet:

- Vakuumfolien mit entsprechenden Unterdruckpumpen
- Elastische Bänder oder Folien, die über den Patienten gespannt werden
- Speziell an die Form des Patienten angepasste Vakuumkissen
- Speziell an die Form des Patienten angepasste thermoplastische Körpermasken

- Formkissen oder -blöcke, die an die Form des Patienten angepasst werden

Der Stern mit den Referenzmarkern ist fest mit der Liege verbunden. Durch die Atmung des Patienten ändert sich der Abstand zwischen den Referenzmarkern und eventuellen Markern auf dem Thorax des Patienten. Dieser Abstand ist dazu geeignet die Atmung des Patienten zu beschreiben. Die Korrelation zwischen diesem Abstandswert und der Position interner Organe des Patienten bleibt erhalten, wenn die Liege transportiert wird, da sowohl die Referenzmarker als auch der Patient fest mit der Liege verbunden sind.

Einklinkmechanismen und Transportvorrichtung

Um die Vorteile der transportablen Patientenliege nutzen zu können ist es vorteilhaft eine Vorrichtung zu haben, die es erlaubt die Liege samt Patient vom bildgebenden System zum Behandlungsgerät transportieren zu können.

Im Folgenden ist eine mögliche Ausführungsform einer solchen Vorrichtung beschrieben.

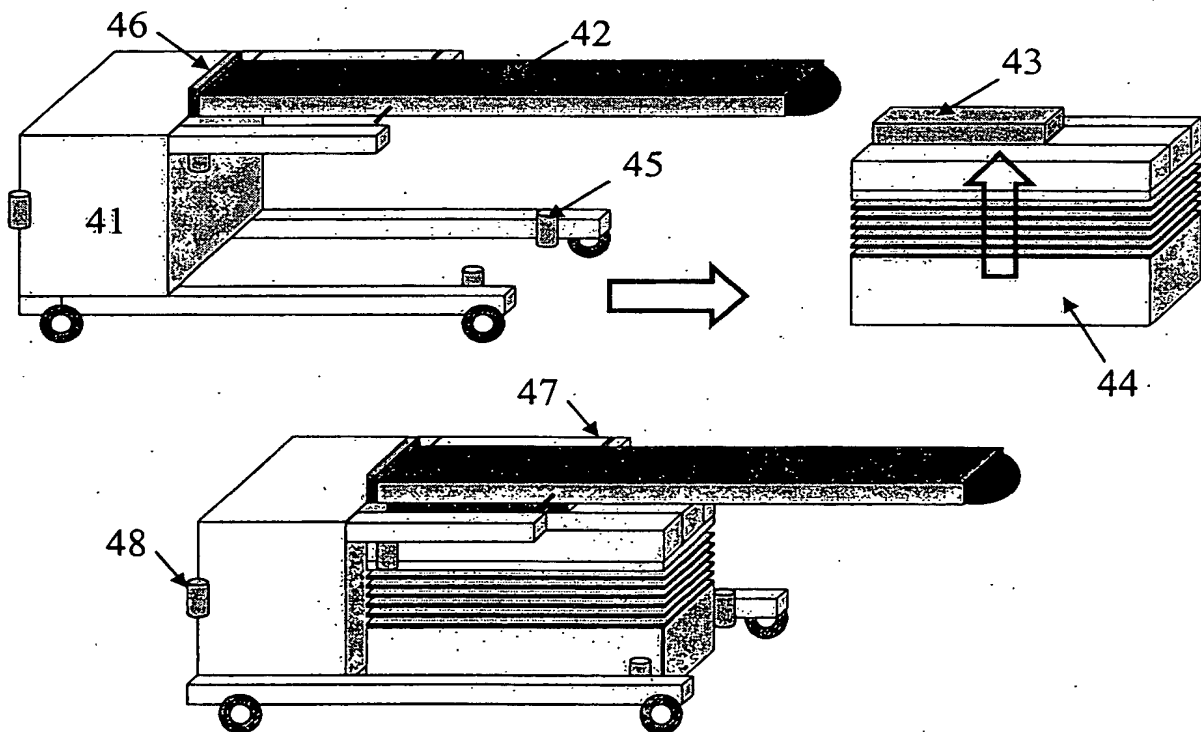


Abbildung 14: Möglich Ausführungsform einer Transportvorrichtung für die Patientenliege

Abbildung 14 zeigt eine mögliche Ausführungsform einer Transportvorrichtung für die Patientenliege. Der Transportwagen (41) hält die Liege (42) in etwa horizontaler Lage. Wird der Wagen über den Tisch (44) des Behandlungsgerätes oder des bildgebenden Systems gefahren, so kann die Liege auf dem Verstellmechanismus (43) werden. Der

Wagen ist mit seitlichen Rollen an der Innenseite der zwei unteren Träger bestückt, so dass der Wagen sich selbsttätig gegenüber dem Tisch zentriert. Der Wagen ist mit seitlichen Rollen am liegenabgewandten Ende bestückt, sodass es möglich ist mit dem Wagen Türen aufzuschieben.

Abbildung 15 zeigt eine mögliche Ausführungsform des Mechanismus zum Ein- und Ausklinken der Liege auf dem Verstellmechanismus oder direkt auf der Couch. Der wesentliche Vorteil dieses Mechanismus liegt darin, dass keine nennenswerte Handkraft aufgebracht werden muss, da die notwendige Kraft vom Tisch aufgebracht wird. Sowohl die Tische von Linearbeschleunigern als auch die von MR- und CT-Systemen erlauben es die Höhe des Tisches zu verstellen. Die fest mit der Patientenliege verbundene Endplatte (70) wird durch das vom Gewicht des überhängenden Patienten stammende Drehmoment nach oben gezogen. Der Bolzen (73) der die Endplatte mit dem Verstellmechanismus oder der Couch (71) verbindet ist somit konstant mit einer Querkraft belastet. Der Bolzen ist vorzugsweise mit Hinterschnitt gestaltet (in Abbildung 12 nicht sichtbar), so dass er nicht herausgezogen werden kann, wenn er mit Kraft belastet ist. Der zweite Bolzen wird durch die mit dem Transportmittel für die Liege verbundenen Platte (74) in ein Langloch in die Endplatte geführt. Solange Bolzen 73 Belastet ist, ist Bolzen 74 unbelastet, sodass dieser ohne nennenswerte Kraft umgesteckt werden kann. Position 1 zeigt den Fall der Liege die mit dem Verstellmechanismus verbunden ist (Bolzen 73 trägt die Kraft). Wird jetzt das Transportsystem an die Liege herangefahren, so können durch ein Herauffahren des Tisches die Liege und der Verstellmechanismus und damit die Platten 70 und 71 nach oben gefahren werden, bis Bolzen 74 am unteren Ende des Langloches anschlägt und von da an den Kraftfluss übernimmt. Wird der Tisch noch einige Millimeter weiter nach oben gefahren, so wird Bolzen 73 ganz entlastet werden und kann von Hand herausgezogen werden.

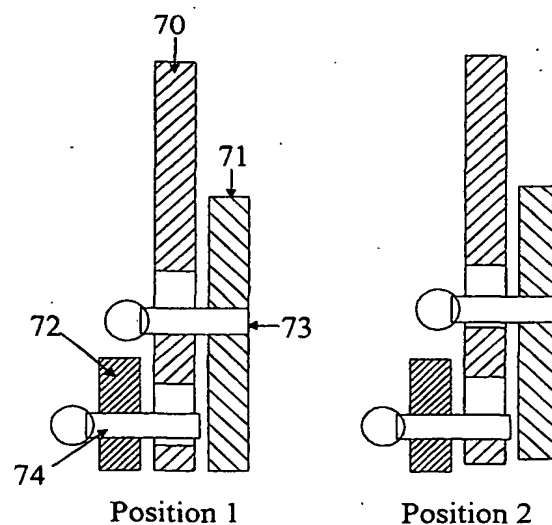


Abbildung 15: Mechanismus zum Ein- und Ausklinken der Liege ohne Handkraft aufbringen zu müssen

Kurzüberblick über die erfindungsgemäßen Lösungsansätze:**1) Transport des immobilisierten Patienten vom CT zum LINAC****Problem**

- Invalide (verfälschte) Beziehung interner Zielpunkt – externe Marker, wenn Patient zwischen CT und LINAC aufsteht

Vorgeschlagene Lösung

- Transport des immobilisierten Patienten
- Patient bleibt auch während Behandlungsplanung immobilisiert
- Wagen, gemeinsame Verwendung der Liege an CT und LINAC
- Ein- Ausklinkmechanismus

2) Kompensation unterschiedlicher Verkippungswinkel CT – LINAC**Problem**

- Rotationswinkel um Körperlängsachse und rechts – links Achse zwischen CT und LINAC nicht identisch
- Bestrahlungsplanung mit durchgeführter Bestrahlung nicht 100% identisch

Vorgeschlagene Lösung

- Ausgleich am LINAC mit Kippmechanismus (z.B. als Aufsatz auf bestehende LINAC Tische)
- Kombination mit „Winkel-Erfassungssystem“ wie z.B. ExacTrac

3) Verbesserte atemabhängige Bestrahlung durch Kombination CT – LINAC**Problem**

- Atembedingte Verschiebung von Zielpunkten z.B. Lunge.
- „Nichtgetriggerte CT Aufnahmen
- **Fehlende externe Referenz um Drift (Lungen-Grundvolumen) zu erkennen.**
- labile Zielpunkt – externe Marker Beziehung beim Aufstehen des Patienten.

Vorgeschlagene Lösung

- Immobilisierung (siehe 1.)
- Tracking-System an CT und LINAC
- Marker auf Patient (Bewegen sich mit Atmung) und feste Referenzmarker z.B. an Liege
- Getriggerte CT-Aufnahme und spätere getriggerte Bestrahlung nur wenn Patientenmarker und feste Marker in definiertem Verhältnis (+/- erlaubter Toleranzbereich) stehen
- Positionierung (z.B. mit ExacTrac) ebenfalls bei Erreichen des definierten Verhältnisses

- Erweiterung: An mehrere definierten Patienten – Fix-Marker Zuständen werden verschiedene CT Sätze des gleichen Gebiets aufgenommen. -> Arzt kann Bewegung des Zielpunkts analysieren -> „Beam-On Range“ bei Bestrahlung (erlaubte Patienten-Fix-Marker Beziehung für „Beam-On“) kann individuell definiert werden

4) Behandlungsplan „Auffrischung“ mit (halb-) automatisierter inverser Planung

Problem

- Warten des immobilisierten Patienten zwischen CT und LINAC ist äußerst unangenehm und zeitlich limitiert.
- „gewünschtes“ inverses Planungsergebnis ist häufig wegen prinzipieller technischer Limitationen nicht erreichbar
- Bestrahlungsplanung ist zeitaufwendig (Kompromiss Tumor- Risikoorgane – sonstiges Gewebe erfordert Erfahrung des Arztes)

Vorgeschlagene Lösung

- Einmal für „gut“ befundener Plan dient als Input für inverse -Behandlungsplan „Auffrischung“. (z.B. Transfer der Histogramm-Info)
- Lediglich Zielpunkt und Risikoorgane werden neuen CT Schichten neu eingezeichnet
- Definition der erlaubten Abweichung zwischen Neu und Alt
- Automatische Plan-Neuberechnungen ohne „Approval“ des Arztes
- Wahrscheinlichkeit, daß Plan berechenbar und innerhalb definierter Abweichungen bleibt ist extrem hoch
- Erweiterung: (Semi-) Automatische Übertragung der eingezeichneten Strukturen von Alt auf Neu durch intelligente Bildverarbeitungssoftware (Image Morphing)

5) Localization von CT-Schichten bei CT – LINAC – Positionierungssystem Kombination

Problem

- Zum „Planauffrischen“ genügen eigentlich ein paar wenige CT-Schichten im Bereich des Tumors.
- z.Z. werden die (reflektierenden) ExacTrac Marker allerdings aus den CT Schichten erkannt -> großer Scan Bereich notwendig -> Strahlenbelastung, Zeit, Probleme bei Scans mit angehaltenem Atem
- Marker sollten möglichst großräumig um den Tumor angeordnet sein -> sonst kleine Bewegung der Marker großer Hebeleffekt.

Vorgeschlagene Lösung

- IR Kameras am CT
- Scanebene des CT Scanners wird mit Hilfe eines Phantoms (mit IR und CT sichtbaren Markern ausgerüstet) ermittelt. Dazu Vergleich IR Markerposition und CT Bild.
- Für jede CT Schicht kann beim Scannen geometrischer Bezug zu externen Marken hergestellt werden ohne, daß diese im Bild sind.

Verfahren und Vorrichtungen für die Radiotherapie und Radiotherapi - system bzw. -gerät

Patentansprüche:

1. Verfahren zur invers geplanten Radiotherapie, dadurch gekennzeichnet, dass zum Errechnen des Bestrahlungsplans das Ergebnis eines bereits existierenden, freigegebenen, älteren Plans genutzt wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorgabewerte zum Errechnen des Bestrahlungsplans aus dem Resultat eines zuvor gerechneten Plans ermittelt werden.
3. Verfahren nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Patient mehr als einmal über die Dauer einer fraktionierten Bestrahlung einem bildgebenden Verfahren (vorzugsweise ein CT oder MR) unterzogen wird.
4. Verfahren zur Radiotherapie, dadurch gekennzeichnet, dass der Patient vor jeder Bestrahlungsfraction einem bildgebenden Verfahren (vorzugsweise ein CT oder MR) unterzogen wird, bei dem lediglich ein bestimmter, das Zielvolumen umfassender Bereich erfasst wird.
5. Verfahren zur Radiotherapie, dadurch gekennzeichnet, dass während oder direkt vor oder nach der Aufnahme der ersten Daten des Patienten, die Position des Patienten relativ zum bildgebenden Gerät durch die Ortung von Markierungen (vorzugsweise infrarotlichtreflektierende Marker) außerhalb des Aufnahmebereichs des bildgebenden Geräts erfasst wird.
6. Verfahren nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das System zur Ortung der Markierungen relativ zum bildgebenden System kalibriert ist, sodass die Position der Markierungen relativ zu den aufgenommenen Daten bestimmt werden kann.
7. Verfahren zur Radiotherapie, dadurch gekennzeichnet, dass ein das Zielvolumen umfassender Datensatz durch eine automatische Fusion mit Daten aus einem älteren, großvolumigerem Datensatz ergänzt wird, um alle für die Dosiskalkulation notwendigen Daten zu enthalten.
8. Verfahren nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Unterschied zwischen dem Ergebnis des neuen Plans verglichen mit einem vorhergehenden Plan automatisch quantifiziert wird. Falls dabei der

Unterschied innerhalb eines zuvor definierten Toleranzbereiches liegt, kann die Genehmigung des neuen Plans durch einen Mediziner oder Physiker entfallen.

9. Verfahren zum Übertragen eines Bestrahlungsplans auf einen neueren Planungsdatensatz, gekennzeichnet dadurch, dass Position und Form des Zielvolumens und zu schonender Organe aus dem alten Plan in den neuen Plan voll- oder teilautomatisiert übernommen wird.
10. Verfahren nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet dadurch, dass in den neuen Planungsdatensatz zu übernehmende Objekte mittels einer dreidimensionalen Fusion der von Hand eingezeichneten Konturen auf die Schichten oder Voxel des Datensatzes übertragen werden.
11. Verfahren nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet dadurch, dass die Fusion ein elastisches Morphen (verformen) der zu fusionierenden Objekte beinhaltet.
12. Verfahren zur Radiotherapie und Radiochirurgie, bestehend aus einem konventionellen Bestrahlungssystem inklusive eines Patiententisches vorzugsweise mit 4 Freiheitsgraden einem konventionellen bildgebenden System für die Radiotherapie (vorzugsweise CT) inklusive eines Patiententisches vorzugsweise mit 3 Freiheitsgraden einer selbsttragenden, vorzugsweise gut strahlungsdurchlässigen Patientenliege und optional eine oder mehrere der folgenden Komponenten:
 - einem Verstellmechanismus, der es erlaubt die Patientenliege um mindestens zwei Achsen zu drehen
 - einer Transportvorrichtung zum Transportieren der Liege und des darauf liegenden Patienten
 - zwei Einklinkmechanismen zum Einhängen der Patientenliege an den Tisch des Bestrahlungssystems und den Tisch des Planungssystems
13. Gerät zur Radiotherapie und Radiochirurgie, dadurch gekennzeichnet, dass dieselbe Patientenliege sowohl für die Aufnahme der Bilddaten, als auch für die Behandlung genutzt wird.
14. Gerät nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Liege auf der der Patient liegt vom Planungsgerät abgenommen, zum Behandlungsgerät transportiert und dort wieder befestigt werden kann.
15. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die genutzte Liege mit Referenzmarkierungen bestückt ist, die bezüglich der Liege in einer bestimmten Position bleiben.
16. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Ein- und Aushängen der Liege auf dem Bestrahlungsgerät oder dem Planungsgerät über die Höhenverstellung des Tisches des Bestrahlungs- bzw. Planungsgerätes erfolgt, anstatt über eine Höhenverstellung der Transportvorrichtung.

tung.

17. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Ein- und Aushängen der Liege auf dem Bestrahlungsgerät oder dem Planungsgerät über die Höhenverstellung der Transportvorrichtung erfolgt.
18. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Behandlungsgerät sowohl die Positionen von auf dem Patienten angebrachten Markierungen als auch die der Referenzmarkierungen auf der Liege erfassen, bzw. nach diesen eingestellt werden kann.
19. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das bildgebende Gerät sowohl die Positionen von auf dem Patienten angebrachten Markierungen als auch die der Referenzmarkierungen auf der Liege erfassen, bzw. nach diesen eingestellt werden kann.
20. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Patient auf der Liege so fixiert wird, dass er sich weder relativ zur Liege verschieben kann, noch die Lage seiner Körperteile zueinander ändern kann.
21. Verfahren zur atemsynchronisierten Bestrahlung, dadurch gekennzeichnet, dass der nach Anspruch 20 fixierte Patient mit externen Markierungen bestückt wird anhand derer Position, oder der Position dieser Marker relativ zu den Markern nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche 15, verifiziert werden kann, dass der Patient die Atmung während der Aufnahme der Planungsdaten angehalten hat.
22. Verfahren nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die relative Position der Marker dazu genutzt wird die Bildaufnahme zu starten oder zu stoppen, wenn der Patient die Luft anhält, die Atmung wieder aufnimmt, eine bestimmte Lungenfüllung erreicht hat, oder eine bestimmte Lungenfüllung in einer vorgegebenen Atemphase (z.B. während des Einatmens oder Ausatmens) durchschreitet.
23. Verfahren nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zu gesagten Zuständen jeweils noch ein endlicher Toleranzbereich definiert wird in dem die Bildaufnahme gestartet wird.
24. Verfahren zur atemsynchronisierten Radiotherapie, dadurch gekennzeichnet, dass der Patient nur zu Zeitpunkten bestrahlt wird, an denen die relative Position der angebrachten externen Markierungen auf dem Patienten bezüglich der fest auf der Liege angebrachten Markierungen in einem definierten Toleranzbereich um die relative Position, die die Marker während der Aufnahme des Planungsdatensatzes hatten, liegt.
25. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Verstellmechanismus ein unabhängiges Drehen der Patientenliege um mindestens eine Achse quer und eine Achse längs zur Liege ermöglicht.
26. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Verstellmechanismus aus einer Grund- und einer Deckplatte be-

steht, die über eine Dreipunkt- oder Vierpunktlagerung miteinander beweglich verbunden sind.

27. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens zwei der Auflager als höhenverstellbare, pneumatische, hydraulische, piezoelektrische oder elektromechanische Auflager, direkt oder mittels eines Kniehebels, realisiert sind.
28. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das hintere (fußseitige), oder das vordere (kopfseitige) Auflager als Kugelgelenk- oder Kardanlager ausgebildet ist.
29. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die vorderen (kopfseitigen) oder hinteren (fußseitigen) Auflager als Kniehebel mit beiseitigen Kugelgelenken ausgebildet sind.
30. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein seitliches Verschieben der Deckplatte gegenüber der Grundplatte durch ein Wellen-Nut Gelenk mit zwei translatorischen und zwei rotatorischen Freiheitsgraden verhindert wird.
31. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Rotation der Liege um ihre Längsachse durch gegenläufiges Verstellen von zwei kopf- oder fußseitigen Auflagern realisiert wird.
32. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Rotation der Liege um ihre Querachse durch gleichläufiges Verstellen eines oder zweier zwei kopf- oder fußseitiger Auflager realisiert wird.
33. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Rotation der Liege um ihre Querachse durch gleichzeitiges Verstellen mindestens eines kopfseitigen und mindestens eines fußseitigen Auflagers realisiert wird.
34. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass bei Rotation der Liege um ihre Querachse durch gezieltes Einstellen der Verstell-Geschwindigkeit mindestens eines kopfseitigen und mindestens eines fußseitigen Auflagers die Lage der scheinbaren Drehachse in eine gewollte Position gebracht werden kann.
35. Gerät nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass bei Rotation der Liege um ihre Längsachse durch gezieltes Einstellen der Verstell-Geschwindigkeit mindestens zweier Auflager die Lage der scheinbaren Drehachse in eine gewollte Position gebracht werden kann.

Verfahren und Vorrichtungen für die Radiotherapie und Radiotherapiesystem bzw. -gerät

Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und Vorrichtungen für die Radiotherapie und ein Radiotherapiesystem bzw. -gerät, wobei zum Errechnen des Bestrahlungsplans das Ergebnis eines bereits existierenden, freigegebenen, älteren Plans genutzt wird und/oder wobei dieselbe Patientenliege sowohl für die Aufnahme der Bilddaten, als auch für die Behandlung genutzt wird, mit optional einer oder mehreren der folgenden Komponenten:

einem Verstellmechanismus, der es erlaubt die Patientenliege um mindestens zwei Achsen zu drehen

einer Transportvorrichtung zum Transportieren der Liege und des darauf liegenden Patienten

zwei Einklinkmechanismen zum Einhängen der Patientenliege an den Tisch des Bestrahlungssystems und den Tisch des Planungssystems,

wobei der auf der Patientenliege fixierte Patient bevorzugt nur zu Zeitpunkten bestrahlt wird, an denen die relative Position der angebrachten externen Markierungen auf dem Patienten bezüglich der fest auf der Liege angebrachten Markierungen in einem definierten Toleranzbereich um die relative Position, die die Marker während der Aufnahme des Planungsdatensatzes hatten, liegt.

